

EXTRACTED ENGLISH TRANSLATION

The present invention relates to an ultrasonic diagnostic apparatus that simultaneously sets a plurality of focal points and achieves enhanced resolution.

In recent years, an ultrasonic diagnostic apparatus that uses ultrasonic wave reflection to diagnose an internal condition of a test object has been receiving attention in diagnostic medicine. This type of apparatus respectively biases a plurality of ultrasonic transducers and transmits an ultrasonic beam into the test object. The ultrasonic diagnostic apparatus uses the ultrasonic transducers to receive reflected waves of the transmitted ultrasonic beam from a boundary of the test subject, namely a site at which acoustic impedance changes. The ultrasonic diagnostic apparatus then uses ultrasonic signals acquired by receiving the reflected waves to diagnose the internal condition of the test object.

Generally, in an apparatus such as this, a so-called electron-focusing method is widely used. In the electron-focusing method, a delay circuit is provided between a wave transmission circuit or a wave reception circuit and the ultrasonic transducers, and the ultrasonic waves are focused. As a result of the electron-focusing method being used, resolution, particularly lateral

resolution, can be improved near the focal points. However, the resolution is not greatly improved at sites other than the above-mentioned focal points, even when such control is performed. The resolution at sites relatively far from the
5 focal points, in particular, tends to deteriorate instead. Therefore, the electron-focusing method cannot be considered an effective means for comprehensive diagnosis.

At the same time, there is a means through which the ultrasonic waves are received while changing delay time
10 generated by the delay circuit in adherence to a wave reception time at which the ultrasonic transducers receive the ultrasonic waves reflected by the test subject and variably setting the focal points of the ultrasonic waves. In other words, the delay time for setting the focal points
15 is successively switched by an analog switch or the like and controlled. The focal points are changed depending on a depth of the test object. In a means such as this, the resolution can be enhanced over a wide range and very high-quality diagnostic results can be obtained. However,
20 as described above, this type of apparatus uses the analog switch or the like to switch each delay time. Therefore, electronic noise (spike noise) is generated. Moreover, there is a disadvantage in that a control circuit and the like required for switching are extremely complicated.

25 The present invention has been made in light of the

aforementioned issues. An object of the present invention is to actualize and provide an ultrasonic diagnostic apparatus with a relatively simple configuration that can enhance resolution regardless of distance from an ultrasonic transducer, can particularly enhance the resolution near the
5 ultrasonic transducer, and, as a result, can obtain a diagnostic image having favorable and uniform resolution over an entire area of the image.

In other words, an object of the present invention is
10 to actualize and provide an ultrasonic diagnostic apparatus that can easily obtain a more effective diagnostic result.

An embodiment of the present invention will be described hereafter. However, an overview of the present invention will first be described. A plurality of
15 linearly-arrayed ultrasonic transducers are divided accordingly at a center of the array in outward directions, forming a pair of ultrasonic transducer groups. Each ultrasonic transducer group sets a plurality of focal points in wave transmission and wave reception directions of
20 ultrasonic beams. Therefore, as a result of the ultrasonic transducers being biased based on exclusive delay information individually prescribed for each ultrasonic transducer, the plurality of focal points can be simultaneously set in the wave transmission and wave
25 reception directions of the ultrasonic beams. As a result,

beam width of the ultrasonic beams can be uniformly narrowed regardless of distance.

⑭ 日本国特許庁 (JP)

⑪ 特許出願公開

⑫ 公開特許公報 (A)

昭55-26976

⑮ Int. Cl.³
A 61 B 10/00

識別記号
1 0 4

庁内整理番号
6829-4C

⑬ 公開 昭和55年(1980) 2月26日

発明の数 1
審査請求 有

(全 6 頁)

⑭ 超音波診断装置

京芝浦電気株式会社総合研究所
内

⑯ 特 願 昭53-100486

⑰ 出 願 人 東京芝浦電気株式会社

⑱ 出 願 昭53(1978) 8月18日

川崎市幸区堀川町72番地

⑲ 発 明 者 高見沢欣也

⑳ 代 理 人 弁理士 鈴江武彦 外 2 名

川崎市幸区小向東芝町 1 番地東

明 細 書

1. 発明の名称

超 音 波 診 断 装 置

2. 特許請求の範囲

- (1) 配列された複数の超音波振動子をそれぞれ遅延制御して超音波を送受波する超音波診断装置において、前記超音波振動子をその配列方向に沿って複数の超音波振動子群に区分し、これらの各超音波振動子群によって送受波される超音波の集束点を相互に異ならせ、同時に複数の集束点を有する超音波を送受波するようにしたことを特徴とする超音波診断装置。
- (2) 前記複数の集束点のうち近距離の集束点は、配列中心近傍の複数の超音波振動子によって設定され、かつ遠距離の集束点は、配列位置の外側における複数の超音波振動子によって設定されるものである特許請求の範囲第 1 項記載の超音波診断装置。
- (3) 前記複数の集束点のうち近距離の集束点は、多数の超音波振動子によって設定され、かつ

遠距離の集束点は、少数の超音波振動子によって設定されるものである特許請求の範囲第 1 項記載の超音波診断装置。

- (4) 前記複数の集束点をもつた超音波送受波装置において受信時に近距離からの反射波を受信する時は配列中心に近い振動子のみを用いることを特徴とした特許請求範囲第 1 項記載の超音波診断装置。

3. 発明の詳細な説明

この発明は複数の集束点を同時に設定して分解能の向上をはかった超音波診断装置に関する。

近年、超音波の反射を利用して被検体の内部状況を診察する超音波診断装置が診断医学上注目されている。この種の装置は、複数の超音波振動子をそれぞれ付勢して超音波ビームを被検体中に送波し、この送波された超音波ビームの被検体の境界部、つまり音響インピーダンスの変化する部位からの反射波を前記超音波振動子で受波している。そして、この受波して得られた超音波信号により被検体の内部状況を診断す

るものである。

ところで、このような装置では一般に送波回路あるいは受波回路と超音波振動子との間に遅延回路を設けて超音波を集束させる、所謂電子集束法が広く用いられている。この電子集束法を用いることによつて集束点近傍の分解能、特に方位分解能を改善することができる。しかしながら、このような制御を行つても上記集束点以外の部位の分解能はそれほど改善されない。特に集束点から比較的離れた部位の分解能はかえつて悪化する傾向があつた。このため、広範囲の診断には効果的な手段とはいえなかつた。

一方、被検体で反射された超音波の超音波振動子における受波時刻に従つて遅延回路による遅延時間を変化させ、超音波の集束点を可変設定しながら受波する手段がある。すなわち、集束点を設定する遅延時間をアナログスイッチ等で順次切換えて制御し、被検体の深さに応じて集束点を变化させるものである。このような手段によると、広範囲にわたる分解能の向上をは

かることができ、非常に良質な診断結果を得ることができる。しかしながら、この種の装置は上記したように各遅延時間の切換にアナログスイッチ等を用いる。このため、電子的な雑音(スパイクノイズ)の発生を招いた。さらには、切換に必要な制御回路等が非常に複雑になるという欠点があつた。

この発明は上記事情を考慮してなされたもので、その目的とするところは、超音波振動子からの距離に関係なく、とくに近距離における分解能を向上させることができ、よつて画像の全領域に対して良好かつ均一な解像度を有する診断画像を比較的簡単な構成で得ることができる超音波診断装置を実現し、提供することにある。

即ち、この発明の目的とするところは、より有効性の高い診断結果を簡単に得ることができる超音波診断装置を実現し、提供することにある。

以下、この発明の一実施例について説明する

3

が、先ずその概要を説明する。直線状に配設された複数の超音波振動子をその配列中心から外側方向に適宜分割して複数の超音波振動子群を構成する。そして、これらの超音波振動子群の配列中心から外側方向に対して超音波振動子群の対を構成し、これらの超音波振動子群の各対によつて超音波ビームの送受波方向に複数の集束点を設定する。したがつて、各超音波振動子に対して各別に定められた唯一の遅延情報に基づいて上記超音波振動子を付勢することによつて、超音波ビームの送受波方向に同時に複数の集束点を設定することができる。この結果、距離にかかわらず超音波ビームのビーム幅を均一に細くすることができる。

次に、第1図を参照してこの発明の一実施例を説明する。直線状に配設された複数の超音波振動子1をA~Fに示す6個の超音波振動子群に分割している。これらの超音波振動子群は互いに同数の超音波振動子によつて構成されている。また、これらの超音波振動子群A, B, ...

4

Fは配列中心から外側方向に、超音波振動子群CとD、同振動子群BとEおよび同振動子群AとFのように3組の超音波振動子群の対を構成している。これらの超音波振動子群の対は送波される超音波ビームが第1図の④の如き波面をなすように図示しない遅延回路により付勢されるものである。したがつて、上記超音波振動子群の各対A F, B E, C Dから送波された超音波ビームは集束点 r_1, r_2, r_0 にそれぞれ集束される。

一方、これらの集束点 r_1, r_2, r_0 近傍の反射超音波は、集束点 r_1 に対して超音波振動子群の対A F、集束点 r_2 に対して超音波振動子群の対B E、そして集束点 r_0 に対して超音波振動子群の対C Dによつてそれぞれ受波される。なお、これらの受波動作は反射超音波の各受波時刻に従つて、超音波振動子群A, B, ..., Fを適宜切換ることによつて行われている。かくして、超音波振動子1によつて受波された超音波は、上記遅延回路の遅延情報に基づいて

遅延される。すなわち、受波時においても上記各集束点 r_1, r_2, r_3 が設定される。したがって、被検査領域全域において非常に細い超音波ビーム幅を作ることができる。

ところで、前記遅延回路(図示せず)の遅延情報は次のように定められる。例えば、 $2N$ 個の超音波振動子に対して N 個の集束点を設定する場合、 n 番目の振動子に与える遅延情報 t_{dn} は

$$t_{dn} = \left[\sqrt{r_n^2 + \left\{ (N - \frac{2n-1}{2})d \right\}^2} - r_n \right] / c$$

となる。ただし、

$$r_n = r_0 + (N-n) \ell \Delta r = r_0 + \left\{ \frac{N-n}{N-1} \right\} \ell (r_m - r_0)$$

$$r_m = r_0 + (N-1) \ell \Delta r$$

である。ここで、 c は超音波の速度、 d は超音波振動子の配列間隔、 r_0 は超音波振動子と最短集束点との距離、 r_m は超音波振動子と最長集束点との距離、 ℓ は装置の仕様によつて定められる定数をそれぞれあらわしている。このような遅延情報を設定することにより、 $2N$ 個の

7

ス発生器 11 のレートパルス信号は第 1 の遅延回路 12 に供給されている。この第 1 の遅延回路 12 は各超音波振動子 13 に対して各別に設けられている。そして、この遅延回路 12 は各超音波振動子 13 に対応した遅延情報に基づいて供給された上記レートパルス信号をそれぞれ遅延し、このレートパルス信号をパルス 14 に供給している。このパルス 14 は上記レートパルス信号に同期して送波パルス信号を発生するもので、この送波パルス信号を上記超音波振動子 13 に供給している。一方、超音波振動子 13 で受波して得られた超音波信号は、可変抵抗素子 15 を介して第 2 の遅延回路 16 に供給されている。上記可変抵抗素子 15 は超音波振動子 13 に対して各別に設けられ、制御信号発生回路 18 から出力される制御信号によつて各別に抵抗値制御されている。なお、これらの可変抵抗素子 15 は受波時のみ作動するもので、送波時には抵抗値最大、つまり非導通状態に設定されている。前記第 2 の遅延回路 16 は前記

9

超音波振動子から構成された N 個の超音波振動子 13 に対して N 個の集束点を同時に設定することができる。

さて、以上のような装置において得られる超音波ビームのビーム幅を測定および計算によつて求めると、例えば第 2 図の X に示すようになる。一方、同図の Y に示した曲線は従来の唯 1 点の集束点を有する装置の超音波ビーム幅を示したもので、集束点を 7.5 mm の位置に設定したものである。上記 X のデータは特に近距離および中距離の各音場におけるビーム幅を示したもので、距離に関係なく非常に細く均一なビーム幅になっている。一方、上記 Y のデータは集束点近傍以外のビーム幅が細くない。特に近距離のビーム幅が著しく太いものになっている。この結果、本発明に係わる装置による効果の大きさを推察することができる。

以上のような実施例は、例えば第 3 図に示すような装置によつて駆動されている。先ず、第 3 図においてその構成を説明する。レートパル

8

第 1 の遅延回路 12 と同一の遅延情報を備え、供給された超音波信号をそれぞれ遅延して加算器 17 に供給している。この加算器 17 は供給された上記各超音波信号を時間経過に従つて順次加算して図示しない検波器等を介してモニター 19 に供給している。

次に以上のように構成された装置の動作を説明する。レートパルス信号は第 1 の遅延回路 12 によつて各超音波振動子 13 に対して各別に遅延制御される。例えば、第 1 図において述べたように超音波振動子群を A ~ F の 6 群に分割し、これらの各超音波振動子群毎に r_1, r_2, r_3 の 3 個の集束点を設定するために必要な遅延情報に基づいてレートパルス信号が遅延制御される。そうして、これらのレートパルス信号によつて各パルス 14 は送波パルス信号を発生し、上記各超音波振動子 13 を各別に付勢する。このように付勢された超音波振動子 13 は図示しない被検体等に超音波ビームを送波する。この超音波ビームは前記遅延情報によつて予め設

10

定された各集束点において集束される。したがって、近距離音場から遠距離音場にかけての全領域に対して広範囲の集束がなされる。一方、上記送波超音波の被検体組織の各境界部位における反射波は、上記超音波振動子13によつてそれぞれ受波される。そして、受波して得られた超音波信号はその受波時刻に従つて可変抵抗素子15によつて導通制御される。すなわち、この可変抵抗素子15は超音波信号の受波時刻に従つて所定のタイミングでオンオフ動作する。例えば、近距離音場、つまり集束点 r 。近傍の反射超音波の受波時刻において、超音波振動子群CとDに対応した可変抵抗素子だけが抵抗がゼロの状態、つまりオン状態になり、一方他の可変抵抗素子は抵抗値が略無限大の状態、つまりオフ状態になる。また、中距離音場、つまり集束点 r_1 。近傍の反射超音波の受波時刻において、超音波振動子群BとEに対応した可変抵抗素子だけが抵抗がゼロ、つまりオン状態になる。同様に、遠距離音場、つまり集束点 r_2 。近傍の

11

される。そして、加算合成された超音波信号は例えば検波、増幅および適切な処理がなされ、モニタ19で画像等として表示される。

すなわち、このような装置によれば、送波および受波時双方において同時に複数の集束点を設定したことによつて、超音波ビームのビーム幅を距離にかかわらず均一に非常に細くすることができ、特に近距離音場のビーム幅を改善することができる。したがって、装置における方位分解能の向上をはかることができるとともに表示回路によつて得られた断面像等の解像度、延いては画質の向上をはかることができ、より有効性の高い診断結果を得ることができる。また、超音波振動子13を複数の超音波振動子毎に分割して複数の超音波振動子群を構成し、送波および受波双方とも同一の超音波振動子群を用いて各集束点を設定したことによつて、各超音波振動子に対する各遅延情報を変化させずに固定したままで集束点を設定することができる。したがって、遅延情報の切換にもなう種

13

反射超音波に対して超音波振動子群AとFに対応した可変抵抗素子だけがオン状態となる。したがって、上記集束点 r 。近傍の反射超音波は超音波振動子群CとDで受波されたものだけが第2の遅延回路16に送られる。また、上記集束点 r_1 。近傍の反射超音波は超音波振動子群BとEで受波されたものだけが第2の遅延回路16に送られる。同様に集束点 r_2 。近傍における反射超音波だけが第2の遅延回路16に送られる。かくして、超音波振動子13における選択的な受波動作が行われる。このように選択制御されて第2の遅延回路16に送られた反射超音波信号は、第2の遅延回路16によつて所定の遅延情報に基づいて遅延制御される。この遅延情報は、前記第1の遅延回路12において送波パルス信号を遅延制御したものとまったく同一のものである。したがって、受波時においても前記送波時とまったく同一の集束点 r_1 、 r_2 、 r 。が設定される。こうして遅延制御された超音波信号は、加算器17によつて順次加算合成

12

種の装置および回路を省略することができ、回路構成を非常に簡略化することができるとともに遅延情報の切換時にアナログスイッチ等によつて発生する電子的な雑音(スパイクノイズ)を阻止することができる。

なお、この発明は上記実施例に限定されるものではない。例えば、超音波振動子をいくつかの超音波振動子毎に分割して複数の超音波振動子群を構成する場合に際して、各超音波振動子群を構成する超音波振動子の数を各群に対して同一に設定せずに、それぞれ異なるように設定してもよい。例えば、近距離音場に集束点を設定する超音波振動子群に対して超音波振動子の数を多く、また遠距離音場に集束点を設定する超音波振動子群に対して超音波振動子の数を少なくそれぞれ設定することができる。このように構成することによつて、近距離音場における超音波ビームのビーム幅をさらに細くすることができる。したがって、方位分解能を向上させることができるとともに診断像の解像度をさら

14

に向上⁽⁴⁾することができる。また、超音波振動子を選択制御する可変抵抗素子18としてP E Tを用いて実施することができる。P E Tを用いることによって、アナログスイッチのスパイクノイズによる問題を解決することができる。したがって、診断結果の有効性をより高めることができるばかりでなく、延いては装置の信頼性の向上をはかることができる。さらに、各集束点を設定する超音波振動子は送波時と受波時において異なつたものを用いてもよい。例えば、受信時における近距離音場の集束点の設定に対しては実施例と同様に超音波振動子の配列中心近傍の超音波振動子群を用い、同様に遠距離音場における集束点の設定に対してはすべての超音波振動子を用いて行つてもよい。このようにすれば、遠距離音場の反射超音波をより適確に受放することができるとともに、受放して得られた超音波信号の信号レベルが大きいものとなる。したがって、超音波の被検体による吸収や減衰等によつて比較的微弱な反射超音波しか得

られない遠距離音場における情報の忠実度および正確度の向上を期待することができる。また、集束点の設定数および設定位置についてはどのように設定してもよい。つまり、本発明の要旨を逸脱しない範囲で種々変形して実施することができる。

以上詳述したようにこの発明によれば、超音波振動子からの距離に関係なく、とくに近距離における分解能を向上させることができ、よつて画像の全領域に対して良好でかつ均一な解像度を有する診断画像を比較的簡単な構成によつて得ることができる超音波診断装置を実現し、提供することができる。

即ち、この発明によれば、より有効性の高い診断結果を簡単に得ることができる超音波診断装置を実現し、提供することができる。

4. 図面の簡単な説明

第1図はこの発明の一実施例を示す図、第2図は同実施例装置による超音波ビーム幅と従来装置による超音波ビーム幅との比較図、第3図

15

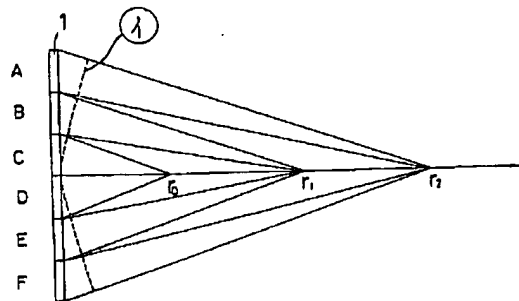
16

は同実施例を駆動するための装置の一例を示したもので、その概略構成図である。

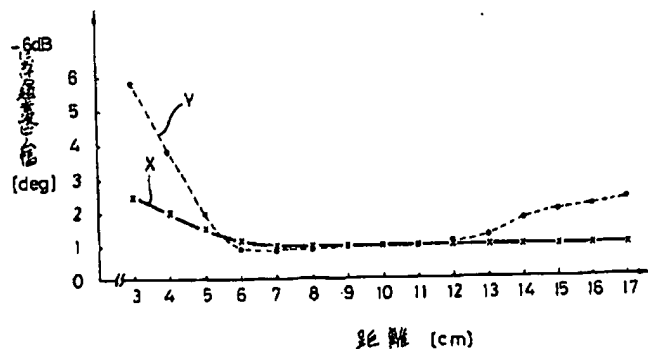
- 1, 13 ... 超音波振動子
- 11 ... レートパルス発生器
- 12 ... 第1の遅延回路
- 14 ... パルス
- 15 ... 可変抵抗素子
- 16 ... 第2の遅延回路
- 17 ... 加算器
- 18 ... 制御信号発生回路
- 19 ... モニタ。

出願人 代理人 弁理士 鈴 江 武 彦

第1図



第2図



17

第 3 图

特開 昭55-26976(6)

